



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 42 12 315 A 1

51 Int. Cl. 5:
A 61 B 5/14

21 Aktenzeichen: P 42 12 315.1
22 Anmeldetag: 13. 4. 92
43 Offenlegungstag: 14. 10. 93

DE 42 12 315 A 1

71 Anmelder:
Boehringer Mannheim GmbH, 68305 Mannheim, DE

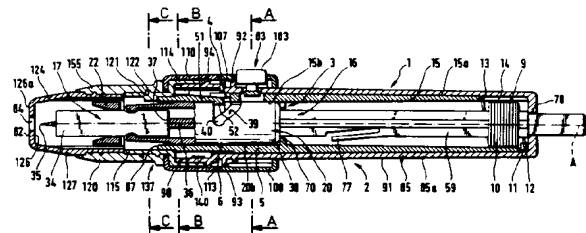
74 Vertreter:
Pfeifer, H., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 76137
Karlsruhe

72 Erfinder:
Lange, Hans, 6840 Lampertheim, DE; Böcker, Dirk,
Dr. Dr., 8132 Tutzing, DE; Edelmann, Hermann, 8132
Tutzing, DE; Rüdinger, Wolfgang, Dr. Dr., 6943
Birkenau, DE; Argauer, Herbert, 8481 Pirk, DE

54 Blutlanzettenvorrichtung zur Entnahme von Blut für Diagnosezwecke

57 Blutlanzettenvorrichtung zur Entnahme von Blut für Diagnosezwecke, bei der mit Hilfe eines Lanzettenantriebes (3) in einem Gehäuse (1) ein entlang einem vorbestimmten geraden Einstichweg beweglicher Lanzettenhalter (6) mit einer darin befindlichen Lanzette (34) bewegt wird, bis die Spitze (35) der Lanzette aus der Austrittsöffnung (84) austritt, um in einem an der Austrittsöffnung (84) anliegenden Körperteil eine Wunde zu erzeugen. Der Lanzettenhalter (6) dient auch zum Zurückführen der Lanzette (34) in eine Position, in der sich die Spitze (35) wieder in dem Gehäuse (1) befindet.

Um einen besonders schmerzarmen Einstich zu ermöglichen, weist der Lanzettenantrieb (3) ein Drehschiebegetriebe (4) auf, dessen Eingangsseite (16) durch ein Getriebeglied gebildet wird, das um eine zu dem vorbestimmten Einstichweg parallele Drehachse (A) drehbar ist. Dieses eingangsseitige Getriebeglied (5) des Drehschiebegetriebes ist mit dem elastischen Antriebselement (9) des Lanzettenantriebes (3) gekoppelt und wandelt ein auf das Getriebeglied (5) übertragenes Drehmoment in eine Längsverschiebung in Richtung des vorbestimmten Einstichweges um, welcher auf den Lanzettenhalter (6) übertragen wird.



Die Erfindung betrifft eine Blutlanzettenvorrichtung zur Entnahme von Blut für Diagnosezwecke, welche ein Gehäuse mit einer Austrittsöffnung für die Spitze einer Lanzette, einen in dem Gehäuse entlang einem vorbestimmten geraden Einstichweg beweglichen Lanzettenhalter zur Halterung der Lanzette und eine Lanzettenführung zur Führung des Lanzettenhalters auf dem vorbestimmten geraden Einstichweg aufweist. Der Lanzettenhalter wird bei der Einstich- und Rückföhrbewegung von einem Lanzettenantrieb bewegt, der ein elastisches Antriebselement, üblicherweise eine Metallfeder aufweist. Er ist in einer ersten Position, in der sich das elastische Antriebselement in einem gespannten Zustand befindet, mittels einer Arretiervorrichtung arretierbar. Nach dem Lösen der Arretiervorrichtung entspannt sich das elastische Antriebselement und seine Bewegung wird durch den Lanzettenantrieb in die Einstichbewegung umgesetzt, wobei die von dem Lanzettenhalter gehaltene Lanzette mit hoher Geschwindigkeit entlang dem vorbestimmten Einstichweg in Einstichrichtung bewegt wird, bis ihre Spitze aus der Austrittsöffnung austritt, um in einem gegen die Austrittsöffnung gedrückten Körperteil (Finger oder Ohr läppchen) eine Wunde zu erzeugen. Unmittelbar danach wird die Lanzette durch den Lanzettenantrieb wieder zurückgeführt.

Um für Diagnosezwecke eine geringe Menge Blut aus dem Finger oder dem Ohr läppchen zu entnehmen, werden in der ärztlichen Praxis Lanzetten verwendet, die manuell oder mit einer einfachen Apparatur von dem Arzt oder Laborpersonal in das entsprechende Körperteil gestochen werden. Die Lanzette muß selbstverständlich scharf und steril sein. Im übrigen sind aber in der ärztlichen Praxis keine besonders hohen Anforderungen zu stellen, weil die Blutentnahmen bei einzelnen Patienten in großen zeitlichen Abständen durchgeführt werden und der Einstich durch trainiertes, speziell ausgebildetes Personal ausgeführt wird.

Wesentlich höher sind dagegen die Anforderungen bei Blutlanzettenvorrichtungen, die zur Handhabung durch den Patienten selbst bestimmt sind. Sie werden vor allem benötigt, um im Rahmen des sogenannten "home monitoring" besonders gefährdeten Patientengruppen eine regelmäßige Überwachung bestimmter analytischer Werte ihres Blutes zu ermöglichen.

Dies gilt insbesondere für Diabetiker, die ihren Blutzuckerspiegel häufig und regelmäßig kontrollieren sollten, um durch Anpassung der Insulininjektionen an den Bedarf, der von der Nahrungsaufnahme, der körperlichen Aktivität und anderen Faktoren abhängt, möglichst ständig innerhalb bestimmter Sollgrenzen zu halten. Dies ist für die Gesundheit solcher Patienten und die Vermeidung schwerwiegender Spätschäden, wie beispielsweise Erblindung und Amputation von Körperteilen, von allergrößter Bedeutung.

Aus diesem Grunde wurden kleine, einfach zu bedienende und verhältnismäßig kostengünstige Analysesysteme entwickelt, die meist aus Blutteststreifen und einem zugehörigen Auswertegerät bestehen. Obwohl deswegen heute die Möglichkeit zur Analyse jedem Patienten problemlos und relativ kostengünstig zur Verfügung gestellt werden kann, hat die Selbstkontrolle der Blutzuckerwerte noch nicht die wünschenswerte allgemeine Verbreitung unter Diabetikern gefunden. Ein Hauptgrund dafür sind die Schmerzen, die mit der Erzeugung der für die Blutentnahme erforderlichen Stich-

wunde verbunden sind.

Es wurden zahlreiche verschiedene Blutlanzettenvorrichtungen entwickelt, die geeignet sein sollen, die für die Blutgewinnung erforderliche Stichwunde auf einfache Weise und verhältnismäßig schmerzarm zu erzeugen. Beispiele sind in den US-Patentschriften 4 442 836, 4 469 110, 4 535 769 und 4 924 897 beschrieben. Blutentnahmegerät und Lanzette sind meist aufeinander abgestimmt und werden auch als Blutentnahmesystem bezeichnet. Trotz einiger Fortschritte ist auch bei diesen bekannten, insbesondere für die Benutzung durch den Patienten selbst bestimmten Blutlanzettenvorrichtung der durch den Einstich erzeugte Schmerz noch zu groß.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Blutlanzettenvorrichtung zur Verfügung zu stellen, die bei einfacher Bauweise den Einstich in einer Art und Weise erzeugt, die zu einem verminderten Schmerzempfinden föhrt.

Die Aufgabe wird bei einer Blutlanzettenvorrichtung der eingangs bezeichneten Art gemäß einem ersten Hauptaspekt der Erfindung dadurch gelöst, daß der Lanzettenantrieb ein Drehschiebegetriebe aufweist, welches ein um eine zu dem vorbestimmten Einstichweg parallele Drehachse drehbares Getriebeglied aufweist und durch welches ein auf der Eingangsseite des Drehschiebegetriebes eingeleitetes Drehmoment in eine Längsverschiebung in Richtung des vorbestimmten Einstichweges umgewandelt wird, das drehbare Getriebeglied des Drehschiebegetriebes mit dem elastischen Antriebselement gekoppelt ist und die ausgangsseitige Längsverschiebung des Drehschiebegetriebes auf den Lanzettenhalter übertragen wird.

Der Begriff "Getriebe" wird dabei im allgemeinen Sinn verstanden, d. h. als eine kinematische Vorrichtung, die zur Kopplung und Umwandlung von Bewegungen dient, wobei im vorliegenden Falle die Bewegung bei der Entspannung des elastischen Antriebselementes (welches nachfolgend ohne Beschränkung der Allgemeinheit auch als Antriebsfeder bezeichnet wird) in die Bewegung des Lanzettenhalters bzw. einer darin, vorzugsweise auswechselbar, befestigten Lanzette umgewandelt wird.

Vorzugsweise erfolgt die Übertragung der Drehbewegung des eingangsseitigen Getriebegliedes in eine zu seiner Drehachse parallele Translationsbewegung mit Hilfe einer Kurvensteuerung, wobei mindestens ein Teil der Einstich- und bevorzugt auch der Rückföhrbewegung durch eine Relativbewegung eines Steuerzapfens in einer die Steuerkurve bildenden Ausnehmung bestimmt wird, bei der der Zapfen eine durch die Ausnehmung gebildete Steuerkurve abfährt. Die Ausnehmung, die die Steuerkurve bildet, kann entweder in dem das drehbare Getriebeglied bildenden Bauteil oder in einem benachbarten verschiebbaren Bauteil vorgesehen sein. Entsprechend ist der Zapfen starr mit einem benachbarten verschiebbaren Bauteil bzw. mit dem das drehbare Getriebeglied bildenden Bauteil verbunden.

Bevorzugt ist eine Ausbildung, bei der das drehbare Getriebeglied des Drehschiebegetriebes eine zylindrische Hölse aufweist, innerhalb der ein kolbenförmiges Teil angeordnet ist, das bei Längsverschiebung in Richtung des Einstichweges mit einer zylindrischen Außenwand in der Hölse gleitet, wobei in diesem Falle die Hölse drehbar, jedoch in axialer Richtung nicht verschiebbar und das darin angeordnete axial verschiebbare kolbenförmige Teil drehfest sein sollte. In diesem Falle ist das kolbenförmige Teil vorzugsweise ein Bestandteil des Lanzettenhalters oder mit diesem fest ver-

bunden.

Die erfindungsgemäße Blutlanzettenvorrichtung zeichnet sich vor allem dadurch aus, daß die Erschütterungen bei der Einstich- und Rückführbewegung sehr gering sind, weil außer dem Lanzettenhalter selbst keine weiteren Bauteile in der Einstichrichtung beschleunigt und abgebremst werden. Im Rahmen der Erfindung wurde gefunden, daß diese Erschütterungsarmut wesentlich zu einem schmerzarmen Einstich beiträgt.

Weiterhin erlaubt die Erfindung eine einfache und spielarme Konstruktion des Antriebs mit wenigen Bauteilen und guter Führung des Lanzettenhalters. Dadurch werden bei geringen Herstellungskosten Vibrationen bei der Einstich- und Rückführbewegung weitgehend vermieden. Auch dies ist — wie im Rahmen der Erfindung festgestellt wurde — ein wesentlicher Beitrag zur Reduzierung des Schmerzempfindens.

Außerdem erlaubt die Erfindung eine handliche und kompakte Bauweise, wobei das Gehäuse vorzugsweise eine längliche Form (sogenannte "Pencil-Form") hat und seine Längsachse parallel zur Einstichrichtung verläuft. Dies ermöglicht eine bequeme Aufbewahrung und erleichtert die Handhabung.

Gemäß einem zweiten Hauptaspekt der Erfindung, der nicht nur als bevorzugte Ausführungsform zu sehen ist, sondern auch selbständige Bedeutung hat, sind der Lanzettenantrieb und die Halterung der Lanzette in dem Lanzettenhalter so ausgebildet, daß die Einstichtiefe, um die die Spitze der Lanzette bei der Einstichbewegung aus der Austrittsöffnung hervortritt, bei unveränderter Einstellung der Blutlanzettenvorrichtung und aufeinanderfolgenden Einstichbewegungen um nicht mehr als höchstens 0,15 mm, bevorzugt höchstens 0,1 mm, besonders bevorzugt höchstens 0,05 mm variiert.

Die Einstichtiefe sollte durch den Benutzer selbst leicht und präzise einstellbar sein. Vorzugsweise umfaßt der Einstellbereich dabei ungewöhnlich niedrige Einstichtiefen zwischen 0,5 und 2,0 mm, wobei der Bereich zwischen 0,7 mm und 1,3 mm von besonderer Bedeutung ist. Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wurde festgestellt, daß die in der Praxis für die Analyse benötigte Blutmenge, welche üblicherweise zwischen 1 und 50 µl, in der Mehrzahl der Fälle zwischen 10 und 30 µl liegt, bei der überwiegenden Mehrzahl der Menschen überraschenderweise bereits mit solchen niedrigen Einstichtiefen bei deutlich reduziertem Schmerz gewonnen werden kann, wenn man gleichzeitig dafür sorgt, daß die Tiefe des Einstichs bei einer bestimmten, unveränderten Einstellung des Gerätes außerordentlich gut reproduzierbar ist.

Zwar wird auch bei vorbekannten Blutlanzettenvorrichtungen, beispielsweise der in der US-Patentschrift 4 442 836 beschriebenen, eine reproduzierbare Einstichtiefe angestrebt. Untersuchungen im Rahmen der vorliegenden Erfindung haben jedoch gezeigt, daß bei sämtlichen gebräuchlichen Blutlanzettenvorrichtungen die Schwankungen der Einstichtiefe bei aufeinanderfolgenden Einstichbewegungen wesentlich höher als die vorgenannten Grenzwerte (mindestens etwa $\pm 0,3$ mm) sind.

Die Einstellmechanik für die Einstellung der Einstichtiefe ist vorzugsweise so ausgebildet, daß sie stufenweise einstellbar ist, wobei der Stufenabstand zumindest in dem oben genannten bevorzugten Einstellbereich (0,5 bis 2,0 mm, bevorzugt 0,7 bis 1,3 mm) höchstens etwa 0,25 mm beträgt. Selbstverständlich kann der gesamte Einstellbereich über die genannten Teilbereiche hinaus-

gehen und auch größere Einstichtiefen umfassen, um den Erfordernissen der relativ wenigen Personen Rechnung zu tragen, bei denen mit den genannten niedrigen Einstichtiefen (beispielsweise wegen einer besonders dicken Hornhaut) keine ausreichende Blutmenge gewonnen werden kann.

Die reproduzierbare Einstichtiefe läßt sich mit üblichen mechanischen Mitteln erreichen, sofern bei der Herstellung verhältnismäßig hochwertige Materialien verwendet werden und mit geringen Toleranzen gefertigt wird. Besonders bevorzugt ist jedoch der im Zusammenhang mit dem ersten Hauptaspekt der Erfindung erläuterte Lanzettenantrieb.

Eine wesentliche Verbesserung der Reproduzierbarkeit der Einstichtiefe wird durch eine bevorzugte Ausführungsform erreicht, bei der die metallische Nadel der Lanzette ein Positionierungselement und der Lanzettenhalter einen Anschlag für das Positionierungselement aufweist und die Lanzette in dem Lanzettenhalter so gehalten ist, daß das Positionierungselement elastisch gegen den Anschlag gedrückt wird.

Die Lanzetten haben stets eine metallische Nadel, deren eines Ende spitz zugeschliffen ist. Der hintere, von der Spitze abgewandte Teil der Lanzettennadel ist üblicherweise von einem Lanzettenkörper aus Kunststoff umschlossen (US 3,358,689). Die Herstellung erfolgt meist in der Weise, daß die Lanzettennadel in einer Kunststoffspritzform positioniert und der Lanzettenkörper angespritzt wird. Derartige Lanzetten werden mit Hilfe des Lanzettenkörpers in dem Lanzettenhalter fixiert. Die Tiefe der Einstichbewegung wird meist dadurch begrenzt, daß die vordere Kante des Lanzettenkörpers beim Einstich gegen einen mit dem Gehäuse der Lanzettenvorrichtungen starr verbundenen Anschlag im Bereich der Blutlanzettenu Austrittsöffnung anschlägt. Dabei wird die Einstichtiefe durch mehrere Toleranzen beeinflusst. Vor allem wurde im Rahmen der vorliegenden Erfindung festgestellt, daß die Fertigungstoleranz der Position der Nadelspitze in Relation zur Position des Kunststoffkörpers ein wesentlicher, die Reproduzierbarkeit beeinträchtigender Faktor ist.

Bei der hier vorgeschlagenen Konstruktion wird die Variation der Einstichtiefe von Lanzette zu Lanzette nur durch die Toleranz des Abstandes zwischen dem Positionierungselement und der Spitze der metallischen Nadel beeinflusst. Das Positionierungselement kann — wie weiter unten anhand von Beispielen erläutert wird — durch das hintere Ende der Nadel oder einen von der Nadel seitlich abstehenden Vorsprung gebildet werden. Dabei ist es mit üblichen Mitteln der Metallverarbeitung ohne weiteres möglich, sehr enge Toleranzen des Abstandes zwischen dem Positionierungselement und der Spitze der Lanzette einzuhalten.

Die Erfindung wird im folgenden anhand eines in den Figuren schematisch dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert; es zeigt

Fig. 1 eine Schnittdarstellung einer Blutlanzettenvorrichtung entlang der Längsachse,

Fig. 2 eine Schnittdarstellung einer Blutlanzettenvorrichtung nach Fig. 1 längs der Linie A-A,

Fig. 3 eine Schnittdarstellung einer Blutlanzettenvorrichtung nach Fig. 1 längs der Linie B-B,

Fig. 4 eine Schnittdarstellung einer Blutlanzettenvorrichtung nach Fig. 1 längs der Linie C-C,

Fig. 5 eine Seitenansicht des Lanzettenhalters der Blutlanzettenvorrichtung nach Fig. 1,

Fig. 6 eine Projektion der Konturen der Steuerkurvenausnehmung des Lanzettenhalters nach Fig. 5 in ei-

ne Ebene,

Fig. 7 eine teilweise aufgebrochene Darstellung des Stößels und des Lanzettenhalters einer Blutlanzettenvorrichtung nach **Fig. 1**,

Fig. 8 eine perspektivische Schnittdarstellung des Gehäusesylinders einer Blutlanzettenvorrichtung nach **Fig. 1**,

Fig. 9 eine teilweise aufgebrochene Darstellung von Verschlusshülse und Verschlusskappe einer Blutlanzettenvorrichtung nach **Fig. 1**,

Fig. 10 eine Seitenansicht der zylindrischen Hülse einer Blutlanzettenvorrichtung nach **Fig. 1**,

Fig. 11 eine bevorzugte Ausführungsform der Lanzettenhalterung und der Lanzette, teilweise in Seitenansicht und teilweise im Schnitt,

Fig. 12 und **Fig. 13** zwei zueinander senkrechte Schnittdarstellungen von einer alternativen bevorzugten Ausführungsform der Lanzettenhalterung und der Lanzette,

Fig. 14 eine graphische Darstellung zur Erläuterung der Funktion der Erfindung.

Innerhalb des Gehäuses 1 der in **Fig. 1** dargestellten Blutlanzettenvorrichtung 2 ist ein Lanzettenantrieb 3 angeordnet, der ein Drehschiebegetriebe 4 mit einem drehbaren eingangsseitigen Getriebeglied 5 und einem in Richtung der Drehachse A des Getriebegliedes 5 verschiebbaren Lanzettenhalter 6 aufweist. Das an der Eingangsseite 16 des Drehschiebegetriebes 4 eingeleitete Drehmoment wird von einem elastischen Antriebselement 9 des Lanzettenantriebes 3 erzeugt.

Das elastische Antriebselement 9 ist in der dargestellten bevorzugten Ausführungsform eine schraubenförmig gewundene Biegefeder 10. Diese stützt sich an einem Federanschlag 11 des Gehäuses 1 mit einem Ende 12 ab und mit dem zweiten Ende 13 in einem axialen Schlitz 14 am eingangsseitigen (in der Figur rechten) Ende des Getriebegliedes 5, das als zylindrische Hülse 15 ausgebildet ist. Dabei ist die schraubenförmig gewundene Biegefeder 10 coaxial zu der Drehachse A des Drehschiebegetriebes 4 angeordnet.

Innerhalb der Hülse 15 befindet sich der Lanzettenhalter 6. Ein kolbenförmiges Teil 20, dessen Außendurchmesser etwas kleiner ist als der Innendurchmesser der Hülse 15, ist Bestandteil des Lanzettenhalters 6 und kann mit seiner zylindrischen Außenwand 20b entlang der inneren Wand der Hülse 15 gleiten. Die innere Wand der Hülse 15 bildet somit eine Lanzettenführung 15b bei der Einstich- und Rückführbewegung. Die Hülse 15 ist gegen eine axiale Verschiebung im Gehäuse 1 fixiert und kann nur eine Drehbewegung um die Drehachse A ausführen.

Der Lanzettenhalter 6 ist im ganzen etwa als Hohlzylinder mit näherungsweise konstantem Innendurchmesser ausgebildet (**Fig. 5** und **Fig. 7**). Im Lanzettenaufnahmeteil 22 ist der Lanzettenhalter 6 mit zwei Ausbrüchen an seiner Mantelwand 26 versehen, in die zwei symmetrische und etwa achsparallel angeordnete Zungen 27 ragen. Diese sind jeweils einseitig mit dem kolbenförmigen Teil 20 verbunden. An den freien Enden der beiden Zungen 27 ist jeweils eine Nase 29 ausgebildet, deren Abstand zueinander im entspannten Zustand der Zungen 27 geringer ist als der Innendurchmesser des Lanzettenhalters 6. Befindet sich eine (in **Fig. 1** dargestellte) Lanzette 34 im Lanzettenhalter 6, so halten die Zungen 27 mit den daran ausgebildeten elastisch nach innen gedrückten Nasen 29 die Lanzette 34 zangenartig fest. Das hintere Ende der Lanzette 34 liegt an der Stirnseite 37 eines Steges 36 an, der diametrisch im Lanzettenhal-

ter 6 angeordnet ist.

Wie aus **Fig. 1**, **Fig. 5**, **Fig. 7** und **Fig. 11** ersichtlich ist, ist der Mantel 38 des kolbenförmigen Teiles 20 mit einer nutenförmigen Ausnehmung 39 mit einem rechteckigen Querschnitt versehen, welche eine Steuerkurve 40 für das Drehschiebegetriebe 4 bildet. Die Abwicklung der Konturen der Ausnehmung 39 in eine Ebene ist in **Fig. 6** dargestellt. Es ist zu erkennen, daß die Ausnehmung 39 zwei Teilkurven 41, 42 mit konstanter Nutenbreite aufweist. Die erste Teilkurve 41 ist entlang einer Umfangsline des Mantels 38 des zylindrischen Teils 20 ausgebildet, wobei in dem dargestellten bevorzugten Fall der Winkelabstand zwischen dem Anfang 41a und dem Ende 41b der ersten Teilkurve 41 etwa 140° beträgt. Im Bereich des Endes 41b der ersten Teilkurve geht die Ausnehmung 39 in die zweite Teilkurve 42 über, die mit gleicher Nutbreite den Anfang 41a und das Ende 41b der ersten Teilkurve 41 verbindet. Dabei verläuft die zweite Teilkurve 42 bogenförmig. Sie ist ebenso wie die erste Teilkurve 41 symmetrisch bezüglich der Achse 44 angeordnet. Am Anfang 42a weist die zweite Teilkurve 42 ein Geradenstück 45 auf, das stetig in ein Krümmungsstück 46 übergeht, das nach einem Scheitelpunkt 43 symmetrisch zur Achse 44 zu dem Ende 42b läuft. Auch hier entspricht das Ende 42b der zweiten Teilkurve 42 dem Anfang 41a der ersten Teilkurve. Beide Teilkurven 41, 42 bilden die ringförmig geschlossene Steuerkurve 40.

An der zylindrischen Hülse 15 (**Fig. 1**) befindet sich eine etwa achsparallele einseitig befestigte elastische Zunge 51, an deren freiem Ende ein in das Innere der Hülse 15 weisender zylindrischer Steuerzapfen 52 angebracht ist, der in die Ausnehmung 39 des kolbenförmigen Teils 20 eingreift und die durch die Ausnehmung 39 gebildete Steuerkurve 40 durch eine Relativbewegung mit dem kolbenförmigen Teil abfahren kann. Die Nutbreite der Ausnehmung 39 ist dabei auf den Durchmesser des Zylinders des Steuerzapfens 52 so abgestimmt, daß sich der Steuerzapfen 52 zumindest auf dem größten Teil der Steuerkurve 40 in Formschluß mit der Ausnehmung 39 befindet. Um die Richtung der Relativbewegung zwischen dem Steuerzapfen 52 und der Ausnehmung 39 vorzugeben, ist jeweils vor dem Ende 41b, 42b der beiden Teilkurven 41, 42 in der Ausnehmung 39 eine rampenartige Stufe 54, 55 vorgesehen (**Fig. 6**), die von dem Nutgrund 56 ausgehend gleichmäßig ansteigt, um dann mit einer zum Nutgrund 56 senkrecht abfallenden Flanke 57, 58 abzuschließen. Dadurch kommt der Steuerzapfen 52 am Ende jeder Teilkurve 41, 42 so zu liegen, daß er sich nur in Richtung des Endes 41b, 42b der jeweils anderen Teilkurve 41, 42 bewegen kann.

In der zylindrischen Ausnehmung 58 des kolbenförmigen Teiles 20 befindet sich ein zylindrisches Teil 60 eines Stößels 59 (**Fig. 7**). Die Längsachse des Stößels 59 stimmt mit der Längsachse des Lanzettenhalters 6 und der Drehachse A der Hülse 15 überein. Das zylindrische Teil 60 des Stößels 59 weist nahezu entlang seiner gesamten Längsachse einen diametrischen Schlitz 62 auf, durch den das zylindrische Teil 60 des Stößels eine Gabel 61 bildet. Der Abstand der beiden planparallelen Flächen 63, 64 der Gabel 61 ist auf die Dicke des Steges 36 so abgestimmt, daß das zylindrische Teil 60 des Stößels 59 im kolbenförmigen Teil 20 des Lanzettenhalters 6 axial bewegbar ist, wobei die planparallelen Flächen 63, 64 auf den beiden Flächen 65, 66 des Steges 36 gleiten. An der geschlossenen Seite 67 der Gabel 61 geht der Stößel 59 in eine Profilstange 71 mit kreuzförmigem Querschnitt über, die so angeordnet sind, daß sie eben-

falls in der zylindrischen Ausnehmung 58 des kolbenförmigen Teils 20 gleiten kann. Am Ende des Stößels 59 befindet sich ein Betätigungsstift 76 mit etwa quadratischem Querschnitt.

An der Profilstange 71 des Stößels 59 ist eine Zunge 77 angebracht, die beim Anschlag gegen einen Steg 70 der zylindrischen Hülse 15 die axiale Verschiebung des Stößels 59 im Lanzettenhalter 6 begrenzt.

Der Stößel 59 befindet sich so in der Blutlanzettenvorrichtung 2, daß der Betätigungsstift 76 aus einem entsprechenden Durchbruch 78 des Gehäuses 1 herausragt, wodurch der Stößel 59 gegenüber dem Gehäuse 1 drehfest gelagert ist (Fig. 1). Ein am Übergang der Profilstange 71 zu dem Betätigungsknopf ausgebildeter Absatz 79 dient als Anschlag am Gehäuse 1 bei axialer Verschiebung des Stößels 59. Die Profilstange 71 ist durch die schraubenförmige gewundene Biegefeder 10 hindurchgesteckt.

Befindet sich der Steuerzapfen 52 der zylindrischen Hülse 15 am Anfang 41a der ersten Teilkurve 41 der Steuerkurve 40, so ist die Biegefeder 10 in einem ungespannten Zustand (Fig. 1 und Fig. 6). Durch eine Rechtsdrehung der zylindrischen Hülse 15 wird der Steuerzapfen 52 in der Steuerkurve 40 des kolbenförmigen Teils 20 zum Ende 41b der ersten Teilkurve 41 bewegt und die mit der Hülse 15 gekoppelte Biegefeder 10 in einen gespannten Zustand gebracht. Dadurch, daß der Stößel 59 in dem Gehäuse 1 drehfest gelagert ist und sich der Steg 36 in der Gabel 61 befindet, wird verhindert, daß sich der Lanzettenhalter 6 bei einer Drehung der Hülse 15 mitdreht. Während dieser Rechtsdrehung der Hülse 15 wird vom Lanzettenhalter 6 keine Längsverschiebung ausgeführt, da die erste Teilkurve 41 entlang einer Umfangslinie des kolbenförmigen Teils 20 verläuft. Am Ende der Stufe 54 bewirkt die Biegespannung der Zunge 51, daß der Steuerzapfen 52 auf den Nutgrund 56 am Ende der ersten Teilstufe 41b gedrückt wird. Durch die vertikale Flanke 57 der Stufe 54 wird verhindert, daß sich aufgrund des nun gespannten Zustandes der Biegefeder 10 die Hülse 15 mit dem Steuerzapfen 52 entlang der ersten Teilkurve 41 zurückbewegen kann.

Eine Arretiervorrichtung 83 arretiert die zylindrische Hülse 15 in dieser Position des Steuerzapfens 52 (Fig. 1 und Fig. 2). Wird die Arretiervorrichtung 83 gelöst, so bewirkt die Federspannung der Biegefeder 10, daß auf die Eingangsseite 16 des Drehschiebegetriebes 4 ein Drehmoment übertragen wird, wobei die Hülse 15 entgegen der vorherigen Drehrichtung zurückgedreht wird und der Steuerzapfen 52 die zweite Teilkurve 42 abfährt (Fig. 1 und Fig. 6). Dabei wird an der Ausgangsseite 17 des Drehschiebegetriebes 4 das gegen Drehbewegungen fixierte kolbenförmige Teil 20 im Gehäuse 1 in Richtung auf dessen Austrittsöffnung 84 längsverschoben, bis der Steuerzapfen 52 den Scheitel 43 der zweiten Teilkurve 42 erreicht hat und die Spitze 35 der Lanzette 34 durch die Austrittsöffnung 84 austritt. Befindet sich der Steuerzapfen 52 im Scheitel 43 der zweiten Teilkurve 42, so hat die Spitze 35 der Lanzette 34 ihre größte Längsverschiebung in Richtung des Einstichweges erreicht.

Da die Blutlanzettenvorrichtung mit einer die Austrittsöffnung 84 umgebenden Andruckfläche 82 gegen die Haut gedrückt wird, entspricht die Einstichtiefe dem Abstand zwischen der Spitze 35 und der Andruckfläche 82 (in Richtung des Einstichweges).

Die Rückführbewegung der Lanzette 34 ist beendet, wenn der Steuerzapfen das Ende 42b der zweiten Teilkurve 42 erreicht hat, welches identisch ist mit dem

Anfang 41a der ersten Teilkurve 41. Kurz bevor er dort hin gelangt, gleitet er über die zweite rampenartige Stufe 55, die ebenfalls eine vertikale Flanke 68 an ihrem Ende aufweist. Dadurch kann der Steuerzapfen 52 sich nur entlang der ersten Teilkurve 41 weiterbewegen.

Die Einstich- und Rückführbewegung der Lanzette 34 wird durch die Umwandlung der Drehbewegung um die Drehachse A der schraubenförmig gewundenen Biegefeder 10 und des Getriebegliedes 5 in eine Längsverschiebung des Lanzettenhalters 6 in Richtung des vorbestimmten Einstichweges und daran anschließend in die entgegengesetzte Richtung erreicht.

In einer alternativen Ausführung der Erfindung kann auch vorgesehen sein, daß der Formschluß der Ausnehmung 39 und des Steuerzapfens 52 nur auf Teilabschnitten, insbesondere dem Abschnitt zwischen dem Anfang 41a und dem Scheitel 43 der die Einstich- und Rückführbewegungen steuernden zweiten Teilkurve 42 gegeben ist.

In der in Fig. 1 dargestellten Ausführungsform ist das Gehäuse 1 der Blutlanzettenvorrichtung 2 aus mehreren Elementen zusammengesetzt. Die zylindrische Hülse 15 befindet sich in einem einseitig offenen Gehäusezylinder 85. Dabei ragt die zylindrische Hülse 15 mit ihrer Stirnseite 87 aus dem offenen Ende 90 des Gehäusezylinders 85 heraus. Auf der Mantelfläche 91 des Gehäusezylinders 85 sind im Bereich des offenen Endes 90 drei umlaufende Stege 92, 93, 94 angebracht (Fig. 8), wobei der erste 92 und der zweite Steg 93 mit ihren äußeren Kanten 92a, 93a einen größeren Abstand zur Mantelfläche 91 haben als die äußere Kante 94a des dritten Steges 94. Auf den äußeren Kanten 92a, 93a dieser zwei Stege 92, 93 stützt sich ein Abdeckring 100 ab, der einen Durchbruch 102 für die Aufnahme einer Taste 103 zum Lösen der Arretiervorrichtung 83 aufweist (Fig. 2). Der Abdeckring 100 ist an der ersten Stirnseite, die zur Lanzettenspitze 35 weist, offen gestaltet, während die zweite Stirnseite mit einer kreisförmigen Ausnehmung versehen ist, deren Durchmesser etwa dem Durchmesser der Mantelfläche 91 des Gehäusezylinders 85 entspricht. Zur Fixierung am Gehäusezylinder 85 weist der Abdeckring 100 eine Verdrehsicherung und einen an der inneren Mantelfläche in Umfangsrichtung verlaufenden Wulst 107 auf, der sich zwischen dem ersten Steg 92 und zweiten Steg 93 des Gehäusezylinders 85 befindet (Fig. 1).

An das offene Ende des Abdeckringes 100 schließt sich bündig ein Zwischenring 110 an, der sich am zweiten Steg 93 des Gehäusezylinders 85 und mit einem innenseitig in Umfangsrichtung verlaufenden Wulst 113 am dritten Steg 94 des Gehäusezylinders 85 abstützt (Fig. 1). Der Zwischenring 110 umgreift einen erweiterten Kragen 114 einer Spannhülse 115. Die Spannhülse 115 ist axial etwa in der Position des Lanzettenaufnahmeteils 22 auf die zylindrische Hülse 15 geschoben und mit dieser gegen eine Verschiebung in Richtung der Längsachse fixiert. Dabei ist in dem Mantel der zylindrischen Hülse 15 entlang etwa einer halben Umfangslinie ein Ausbruch 116 vorgesehen, in den ein Mitnehmer 117 der Spannhülse 115 eingreift (Fig. 4).

Zum Aufschrauben eines Verschußringes 120 ist an dem der Austrittsöffnung 84 zugewandten Ende der Spannhülse 115 ein Außengewinde 121 angebracht, während der Verschußring 120 mit einem entsprechenden Innengewinde 122 versehen ist (Fig. 1 und Fig. 9). Durch ein zweites Innengewinde 123 ist eine Verschußkappe 124 mit einem Außengewinde 125 in das der Austrittsöffnung 84 zugewandten Ende des Verschußringes

120 eingeschraubt. Die Verschlusskappe 124 ist an der ersten Stirnseite 126 abgesehen von der Einstichöffnung 84 geschlossen, wobei die äußere Fläche 126a der Stirnseite 126 bei der Benutzung der Blutlanzettenvorrichtung 2 auf eine Hautstelle gesetzt wird. Zum Einstellen der Einstichtiefe dient das Gewinde 123, 125, mit dem die Verschlusskappe 124 und der Verschußring 120 verbunden sind.

Der Lanzettenantrieb 3 und die Verstellmöglichkeit durch das Gewinde 123, 125 sind zusammen mit den Abmessungen der zu verwendenden Lanzetten 34 so abgestimmt, daß die Einstichtiefe in einem gewünschten Einstellbereich, welcher Einstelltiefen zwischen 0,7 mm und 1,3 mm einschließt, justierbar ist, wobei aufeinanderfolgende Einstichbewegungen bei unveränderter Einstellung der Blutlanzettenvorrichtung 2 bezüglich der Einstichtiefe um höchstens 0,15 mm, bevorzugt höchstens 0,1 mm, besonders bevorzugt höchstens 0,05 mm variieren.

Damit der Benutzer der Blutlanzettenvorrichtung 2 die für sich optimale Einstichtiefe stufenweise verstellen kann und nicht bei jeder Benutzung wieder neu justieren muß, ist eine Einrastvorrichtung 130 vorgesehen, wie Fig. 9 zeigt. Dazu ist der Verschußring 120 auf seiner inneren Mantelfläche 120a radial umlaufend mit gleichmäßig verteilten erhabenen Noppen 131 versehen. Zwischen jeweils zwei dieser Noppen 131 kommt eine Einrastzunge 132, die an der Verschlusskappe 124 einseitig und parallel zur Längsachse an dem Mantel 127 der Verschlusskappe 124 befestigt ist, nahezu spielfrei in jeweils dem freien Bereich zwischen zwei Noppen 131 zu liegen. Durch gegenseitiges Verdrehen von Verschlusskappe 124 und Verschußring 120 gleitet die elastisch ausgebildete Einrastzunge 132 über einen Noppen 131 hinweg und kommt im nächsten freien Bereich zwischen zwei Noppen 131 zu liegen. Zur Kontrolle der Einstichtiefe ist an dem Verschußring 120 eine Markierung 133 angebracht, mit deren Hilfe an einer Skalierung 134 an der Verschlusskappe 124 die eingestellte Einstichtiefe zu erkennen ist.

Durch eine Rechtsdrehung des Verschußringes 120 der Spanneinrichtung 137 gegenüber dem Gehäusezylinder 85 wird die Spannhülse 115 mit der zylindrischen Hülse 15, die mit dem Mitnehmer 117 und der ersten Stirnseite 138 des Ausbruchs 116 im Eingriff stehen, mitgedreht (Fig. 1 und Fig. 4). Dadurch wird die Blutlanzettenvorrichtung 2 gespannt. Bei Beginn der Rechtsdrehung steht der Steuerzapfen 52 am Beginn 41a der ersten Teilkurve 41 und fährt diese bis zum Ende 41b ab, wobei die Stufe 55 die Bewegungsrichtung zwangsweise vorgibt. Während dieser Rechtsdrehung verharrt der Lanzettenhalter 6 auf seiner Position im Gehäuse 1 ohne eine Bewegung auszuführen. Dies hat den Vorteil, daß während der Rechtsdrehung die Lanzettenspitze 35 nicht durch die Austrittsöffnung 84 austritt und somit eine ungewollte Verletzungsgefahr während des Spannvorganges ausgeschlossen ist.

Zugleich mit der Rechtsdrehung wird die schraubenförmig gewundenen Biegefeder 10 und ein elastisches Rückföhrelement, das in der dargestellten bevorzugten Ausführungsform ebenfalls in Form einer schraubenförmig gewundenen Biegefeder 140 ausgebildet ist, in einen gespannten Zustand versetzt. Dabei stützt sich die Rückföhrefeder 140 einerseits an dem Gehäusezylinder 85 und andererseits an der Spannhülse 115 ab (Fig. 1). Die Rechtsdrehung wird durch das Aufeinandertreffen eines Anschlagsteges 149 des Gehäusezylinders 85 und einer Anschlagnase 151 der zylindrischen Hülse 15

(Fig. 8 und Fig. 10) beendet. Dabei kommt der Steuerzapfen 52 am Ende 41b der ersten Teilkurve 41 hinter der vertikalen Flanke 57 der Stufe 54 zu liegen und eine elastische Arretierungszunge 153 (Fig. 2) der Arretierungsvorrichtung 83 schnappt in eine entsprechende am Mantel 85a des Gehäusezylinders 85 befindliche Arretierungsausnehmung 154 ein und arretiert die Blutlanzettenvorrichtung 2 in dem gespannten Zustand.

Die Spanneinrichtung 137 weist also ein von der Außenseite des Gehäuses 1 zugängliches Betätigungselement 155 (in dem dargestellten bevorzugten Fall den Verschußring 120) auf, welches mit der Eingangsseite 16 des Drehschiebegetriebes 4 derart gekoppelt ist, daß das elastische Antriebselement 9 des Lanzettenantriebes 3 durch eine Drehung des Betätigungselementes 155 gegenüber dem Gehäuse 1 in den gespannten Zustand gebracht wird (Fig. 1).

Beim Loslassen des Verschußringes 120 kommt die Federspannung der Rückstellfeder 140 zur Wirkung und dreht die miteinander gekoppelten Elemente Spannhülse 115, Verschußring 120 und Verschlusskappe 124 in ihre Ausgangslage zurück, wobei das Drehschiebegetriebe 4 nicht bewegt wird. Da die Antriebshülse 15 nur bei Rechtsdrehungen des Verschußringes 120 im Eingriff steht, wird eine Freilauffunktion erreicht. Dadurch, daß das Betätigungselement 155 nach dem Spannen des Antriebselementes 9 in die Ausgangslage zurückgeführt wird, bleibt es bei der Einstichbewegung in Ruhe.

Nach dem Lösen der Arretierungsvorrichtung 83 durch Drücken der Taste 103, wird der Stechvorgang eingeleitet. Dabei wird der an der Antriebshülse 15 befestigte elastische Arretierungszapfen 153 aus der Arretierungsausnehmung 154 des Gehäusezylinders 85 in den Innenraum des Gehäusezylinders 85 bewegt, wodurch die Antriebshülse 15 für Drehbewegungen gegenüber dem Gehäuse 1 freigegeben ist (Fig. 2). Die Lagerung der Taste 103 ist so ausgebildet, daß sie bei ungespannter Blutlanzettenvorrichtung 2 in gedrückter Stellung gehalten wird. Erst im gespannten Zustand der Biegefeder 10 wird die Taste 103 nach außen gedrückt. Damit kann man an der Stellung der Taste 103 den Betriebszustand der Blutlanzettenvorrichtung 2 erkennen. Die Taste 103 wird vom Abdeckring 100 umschlossen und von diesem auch gegenüber dem Gehäuse 1 gehalten.

Die Federspannung der Biegefeder 10 leitet nun eine Linksdrehung der Antriebshülse 15 ein. Während dieser Linksdrehung fährt der Steuerzapfen 52, wie beschrieben, die zweite Teilkurve 42 der Steuerkurve 40 ab.

Dadurch, daß die erfindungsgemäße Blutlanzettenvorrichtung 2 eine geringe beschleunigte Masse in Richtung der Längsbewegung der Lanzette 34 aufweist, ist der Einstich weitestgehend erschütterungsfrei. Dies ist für einen schmerzarmen Einstich eine wichtige Voraussetzung, wie sich in Untersuchungen im Rahmen der Erfindung gezeigt hat. Die beschriebene Führung des Lanzettenhalters 6 innerhalb des Drehschiebegetriebes ist ein weiterer Beitrag zum erschütterungs- und damit auch schmerzfreien Einstich.

Für das Auswechseln der Lanzette 34 wird der Verschußring 120 mit der Verschlusskappe 124 durch Linksdrehung abgeschraubt. Durch Drücken auf den Betätigungsstift 76 wird der Stoßel 59 in Richtung der Austrittsöffnung des Gehäuses entlang der Drehachse A bewegt (Fig. 1 und Fig. 7). Die Stirnseite 61a der Gabel 61 drückt dabei auf die Lanzette 34, die dadurch ausgeworfen wird. Die axiale Bewegung des Stoßels 59 wird durch die Zunge 77 des Stoßels begrenzt, die auf den Steg 70 der zylindrischen Hülse 15 trifft. Die neue Lan-

zette 34 wird in das Lanzettenaufnahmeteil 22 des Lanzettenhalters 6 eingesteckt und bis zur ersten Stirnseite 37 des Steges 36 hineingeschoben. Der Stößel 59 wird dabei zurückgedrückt und die Lanzette 34 durch die beiden Nasen festgeklemmt.

Um eine gute Wiederholgenauigkeit der Einstichtiefe bei unveränderter Einstellung der Blutlanzettenvorrichtung 2 zu erhalten, ist eine exakt reproduzierbare Positionierung der Lanzette 34 im Lanzettenhalter 6 notwendig. Diesem Zweck dienen die in den Fig. 11 bis 13 dargestellten bevorzugten Ausführungsformen der Lanzettenhalterung.

Die in Fig. 11 dargestellte Lanzette 34 besteht wie üblich aus einem Kunststoffkörper 165 und einer metallischen Nadel 166. Sie ist jedoch insofern neuartig ausgebildet, als das hintere Ende 167 der metallischen Nadel 166 über das hintere Ende 168 des Kunststoffkörpers 165 hinausragt. Die rückwärtige Stirnseite des hinteren Endes 167 dient als Positionierungselement 169. Es liegt an einem Anschlag 170 des Lanzettenhalters 7 an, der im dargestellten Fall von dem Steg 36 gebildet wird.

Die Halterung der Lanzette 34 in dem Lanzettenhalter 6 ist so ausgebildet, daß die Lanzette 34 mit dem Positionierungselement 169 gegen den Anschlag 170 nach hinten (entgegen der Einstichrichtung) gedrückt wird. Dies wird in der dargestellten Ausführungsform dadurch erreicht, daß die V-förmigen Ausnehmungen 171, in welche die Nasen 29 der elastischen Zungen 27 eingreifen, so ausgebildet und angeordnet sind, daß die hintere schräge Fläche 29a an einer entsprechenden schrägen Fläche 171a der Ausnehmungen 171 anliegen und aus dem in Richtung auf die Achse A gerichteten Druck der Zungen 27 eine Kraftkomponente entgegen der Einstichrichtung resultiert.

Der Körper 165 der Lanzette 134 ist vorzugsweise nicht rund, sondern beispielsweise quadratisch ausgebildet. Durch eine entsprechende Formgebung des Innenraums des Lanzettenaufnahmeteils 22 wird eine Verdrehsicherung gewährleistet.

Die in den Fig. 12 und 13 dargestellte Ausführungsform unterscheidet sich vor allem dadurch, daß die Nadel 176 im Querschnitt nicht rund ist, sondern aus einem dünnen Flachmaterial besteht. Die Form der Nadel ist in Fig. 12 in Seitenansicht auf die schmale Kante und in Fig. 13 in Seitenansicht auf die Fläche zu erkennen.

In Fig. 12 ist ein durch Drehen abnehmbarer Spitzenschutz 177a dargestellt, der — wie auch bei anderen Lanzetten üblich — zusammen mit dem Kunststoffkörper 177 an die Nadel 176 angespritzt ist und vor der Benutzung der Lanzette entfernt wird.

Die Nadel 176 ist in einem Kunststoffkörper 177 gefaßt, der auch in diesem Falle V-förmige Ausnehmungen 171 aufweist, die mit den Nasen 29 der elastischen Zungen 27 des Halters 6 in der gleichen Weise wie bei Fig. 11 zusammenwirken, um eine resultierende Kraftkomponente zu erzeugen, die auf die Lanzette entgegen der Einstichrichtung wirkt.

Als Positionierungselement 169 dient in diesem Fall ein seitlich von der Nadel 176 absteigender stiftförmiger Vorsprung 178, der an einer den Anschlag 170 bildenden unteren Stirnfläche 179 des Aufnahmeteils 22 des Lanzettenhalters 6 anliegt.

Eine solche Lanzette läßt sich in einem Stanzverfahren einfach herstellen. Sie zeichnet sich durch besonders enge Toleranzen des Abstandes zwischen der Lanzettenspitze 35 und dem Positionierungselement 169 und damit durch eine besonders gute Reproduzierbarkeit der Einstichtiefe aus. Darüber hinaus ermöglicht die

flache Form eine in der Ebene der Nadel 176 verhältnismäßig breite Gestaltung der Lanzettenspitze. Dadurch wird schmerzarm mit einer geringen Einstichtiefe eine relativ hohe Blutentnahmemenge erreicht.

Wie weiter oben erwähnt, wurde im Rahmen der vorliegenden Erfindung festgestellt, daß überraschenderweise eine ausreichende Blutmenge mit im Vergleich zum bisher üblichen wesentlich verringerten Einstichtiefen gewonnen werden kann, wenn man gleichzeitig dafür sorgt, daß die Einstichtiefe sehr genau reproduzierbar ist.

In Fig. 14 sind Ergebnisse, die mit der erfindungsge-
mäßigen Blutlanzettenvorrichtung an dreißig Probanden erzielt wurden, graphisch dargestellt. Dabei ist in der Abszisse die Anzahl N der Probanden und in der Ordinate die gewonnene Blutmenge in µl aufgetragen. Die fünf dargestellten Kurven zeigen die Ergebnisse bei Einstichtiefen von 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm, 0,9 mm und 1,1 mm Einstichtiefe. Man erkennt, daß bei 0,3 mm Einstichtiefe bei der überwiegenden Mehrzahl der Probanden unzureichende Blutmengen gewonnen wurden. Bei einundzwanzig Probanden lagen die Blutmengen unter 10 µl.

Bei einer Erhöhung der Einstichtiefe auf 0,5 mm und mehr noch bei einer weiteren Erhöhung auf 0,7 mm oder 0,9 mm nahm die Anzahl der Probanden, bei denen sich eine ausreichende Blutmenge ergab, sehr stark zu. Beispielsweise zeigt Fig. 14, daß bei den Einstichtiefen 0,7 mm und 0,9 mm bereits bei 2/3 der Probanden Blutmengen von 20 µl und mehr gewonnen wurden. Diese Menge reicht bei modernen Analysegeräten vielfach für eine exakte Analyse aus.

Bei einer Einstichtiefe von 1,1 mm nimmt die gewonnene Blutmenge nochmals deutlich zu. Hier liegt sie nur noch bei vier Probanden, also weniger als 15% der Gesamtzahl der Versuchsteilnehmer unter dem 20-µl-Grenzwert.

Berücksichtigt man, daß vorbekannte Blutlanzettenvorrichtungen üblicherweise mit Einstichtiefen über 2 mm arbeiten, um eine ausreichende Blutmenge zu gewinnen, so zeigen die vorstehenden Ergebnisse deutlich, daß bei der großen Mehrzahl der Patienten im Rahmen der Erfindung eine starke Reduzierung des Schmerzes durch Reduzierung der Einstichtiefe erreicht und dennoch eine ausreichende Blutmenge gewonnen werden kann.

Patentansprüche

1. Blutlanzettenvorrichtung zur Entnahme von Blut für Diagnosezwecke, umfassend ein Gehäuse (1) mit einer Austrittsöffnung (84) für die Spitze (35) einer Lanzette (34), einen in dem Gehäuse (1) entlang einem vorbestimmten geraden Einstichweg beweglichen Lanzettenhalter (6) zur Halterung der Lanzette (34), eine Lanzettenführung (15b) zur Führung des Lanzettenhalters (6) auf dem vorbestimmten geraden Einstichweg und einen Lanzettenantrieb (3) mit einem elastischen Antriebselement (9), der in einer ersten Position, in der sich das elastische Antriebselement (9) in einem gespannten Zustand befindet, mittels einer Arretiervorrichtung (83) arretierbar ist, durch den nach dem Lösen der Arretiervorrichtung (83) die Entspannungsbewegung des elastischen Antriebselementes (9) in eine Einstichbewegung

umgesetzt wird, bei der die von dem Lanzettenhalter (6) gehaltene Lanzette (34) mit hoher Geschwindigkeit entlang dem vorbestimmten Einstichweg in Einstichrichtung bewegt wird, bis ihre Spitze (35) aus der Austrittsöffnung (84) austritt, um in einem an der Austrittsöffnung (84) anliegenden Körperteil eine Wunde zu erzeugen, und durch den der Lanzettenhalter (6) wieder in eine Position zurückgeführt wird, bei der die Spitze der Lanzette (34) sich in dem Gehäuse befindet, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Lanzettenantrieb (3) ein Drehschiebegetriebe (4) mit einem um eine zu dem vorbestimmten Einstichweg parallele Drehachse (A) drehbaren eingangsseitigen Getriebeglied (5) aufweist, durch welches ein auf der Eingangsseite (16) des Drehschiebegetriebes (4) eingeleitetes Drehmoment in eine Längsverschiebung in Richtung des vorbestimmten Einstichweges umgewandelt wird, wobei das eingangsseitige Getriebeglied (5) des Drehschiebegetriebes (4) mit dem elastischen Antriebselement (9) gekoppelt ist und die ausgangsseitige Längsverschiebung des Drehschiebegetriebes (4) auf den Lanzettenhalter (6) übertragen wird.

2. Blutlanzettenvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Drehschiebegetriebe (4) eine Kurvensteuerung mit einer eine Steuerkurve (40) bildenden Ausnehmung (39) aufweist, in die ein passender Steuerzapfen (52) eingreift, wobei mindestens ein Teil der Einstich- und Rückführbewegung durch eine Relativbewegung zwischen dem Steuerzapfen (52) und der Ausnehmung (39) bestimmt wird, bei der der Zapfen (52) die durch die Ausnehmung (39) gebildete Steuerkurve (40) abfährt.

3. Blutlanzettenvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das eingangsseitige Getriebeglied (5) des Drehschiebegetriebes (4) als zylindrische Hülse (15) ausgebildet ist, innerhalb der ein kolbenförmiges Teil (20) angeordnet ist, das bei der Längsverschiebung in Richtung des Einstichweges mit einer zylindrischen Außenwand (20b) in der Hülse (15) gleitet.

4. Blutlanzettenvorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das kolbenförmige Teil (20) ein Bestandteil des Lanzettenhalters (6) oder mit diesem fest verbunden ist.

5. Blutlanzettenvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß sie eine Spanneinrichtung (137) mit einem von der Außenseite des Gehäuses zugänglichen Betätigungselement (155) aufweist, welches mit dem eingangsseitigen Getriebeglied (5) des Drehschiebegetriebes derartig gekoppelt ist, daß das elastische Antriebselement (9) des Lanzettenantriebs (3) durch Drehung des Betätigungselementes (155) gegenüber dem Gehäuse (1) in den gespannten Zustand gebracht wird.

6. Blutlanzettenvorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Kopplung des Betätigungselementes (155) der Spanneinrichtung (137) mit dem Drehschiebegetriebe (4) einen Freilauf und ein elastisches Rückführelement (140) aufweist, um das Betätigungselement (155) nach dem Spannen des Antriebselementes (9) in die Ausgangslage zurückzuführen.

7. Blutlanzettenvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß

die Arretiervorrichtung (83) einen Arretierzapfen (153) aufweist, welcher mit dem eingangsseitigen Getriebeglied (5) des Drehschiebegetriebes (4) fest verbunden ist und im gespannten Zustand des Lanzettenantriebs (3) in eine stationäre Arretierungsausnehmung eingreift.

8. Blutlanzettenvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das elastische Antriebselement (9) eine zu der Drehachse (A) des Drehschiebegetriebes (4) koaxial angeordnete schraubenförmig gewundene Biegefeder (10) ist.

9. Blutlanzettenvorrichtung zur Entnahme von Blut für Diagnosezwecke, umfassend

ein Gehäuse (1) mit einer Austrittsöffnung (84) für die Spitze (35) einer Lanzette (34),

einen in dem Gehäuse (1) entlang einem vorbestimmten geraden Einstichweg beweglichen Lanzettenhalter (6) zur Halterung der Lanzette (34), eine Lanzettenführung (15b) zur Führung des Lanzettenhalters (6) auf dem vorbestimmten geraden Einstichweg und

einen Lanzettenantrieb (3) mit einem elastischen Antriebselement (9),

der in einer ersten Position, in der sich das elastische Antriebselement (9) in einem gespannten Zustand befindet, mittels einer Arretiervorrichtung (83) arretierbar ist,

durch den nach dem Lösen der Arretiervorrichtung (83) die Entspannungsbewegung des elastischen Antriebselementes (9) in eine Einstichbewegung umgesetzt wird, bei der die von dem Lanzettenhalter (6) gehaltene Lanzette (34) mit hoher Geschwindigkeit entlang dem vorbestimmten Einstichweg in Einstichrichtung bewegt wird, bis ihre Spitze (35) aus der Austrittsöffnung (84) austritt, um in einem an der Austrittsöffnung (84) anliegenden Körperteil eine Wunde zu erzeugen, und

durch den der Lanzettenhalter (6) wieder in eine Position zurückgeführt wird, bei der die Spitze der Lanzette (34) sich in dem Gehäuse befindet, insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Lanzettenantrieb so ausgebildet ist, daß die Einstichtiefe, um die die Spitze (35) der Lanzette (34, 175) bei der Einstichbewegung aus der Austrittsöffnung (84) austritt, bei unveränderter Einstellung der Blutlanzettenvorrichtung und aufeinanderfolgenden Einstichbewegungen um nicht mehr als höchstens $\pm 0,15$ mm, vorzugsweise höchstens $\pm 0,10$ mm, besonders bevorzugt höchstens $\pm 0,05$ mm, variiert.

10. Blutlanzettenvorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Einstichtiefe in einem Einstellbereich einstellbar ist, welcher Einstellwerte unterhalb 2 mm einschließt.

11. Blutlanzettenvorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Einstellbereich Einstellwerte unterhalb 1,3 mm einschließt.

12. Blutlanzettenvorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Einstichtiefe stufenweise einstellbar ist, wobei der Stufenabstand höchstens etwa 0,25 mm beträgt.

13. Blutlanzettenvorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die metallische Nadel (166, 176) der Lanzette (34, 175) ein Positionierungselement (169), der Lanzettenhalter (6) einen Anschlag (170) für das Positionierungselement (169) aufweist und die Lanzette (34,

175) in dem Lanzettenhalter (6) so gehalten ist, daß das Positionierungselement (169) elastisch gegen den Anschlag (170) gedrückt wird.

Hierzu 9 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

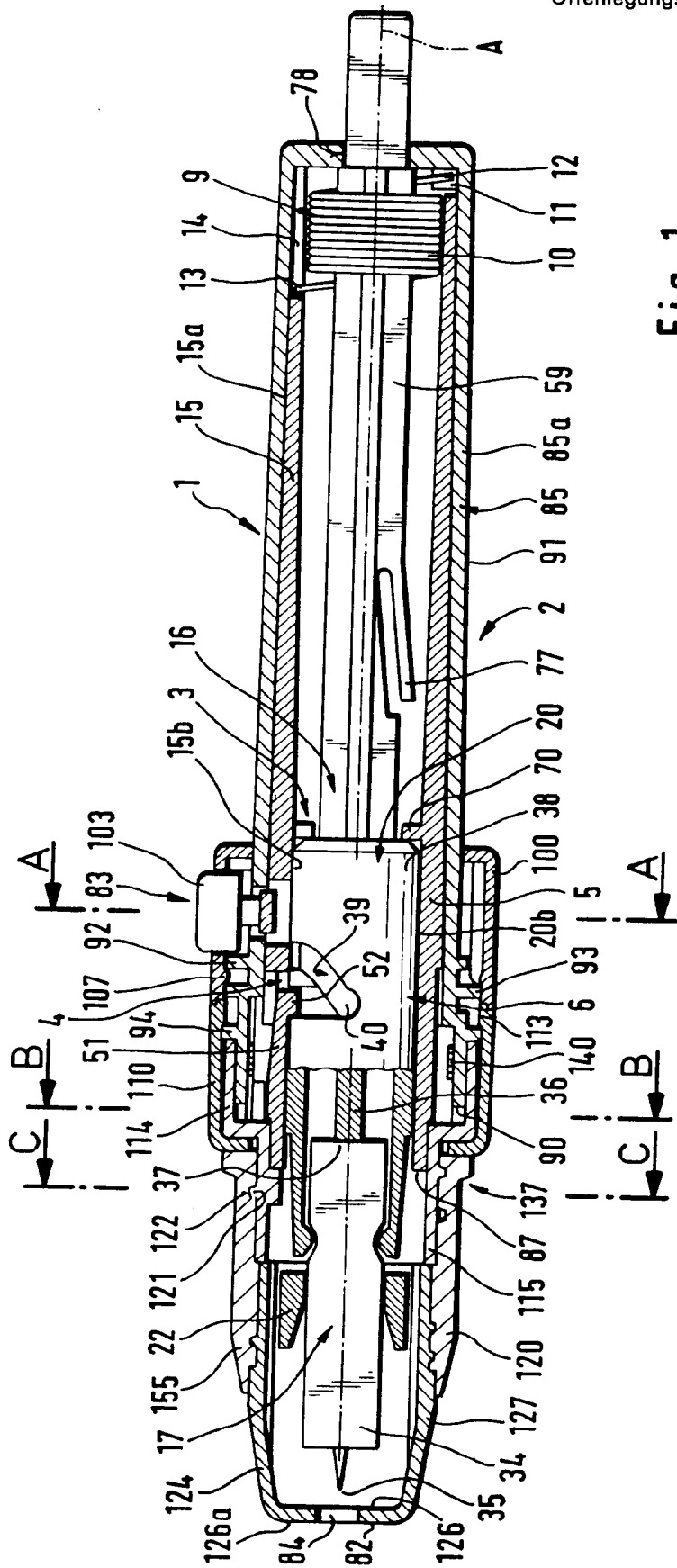


Fig. 1

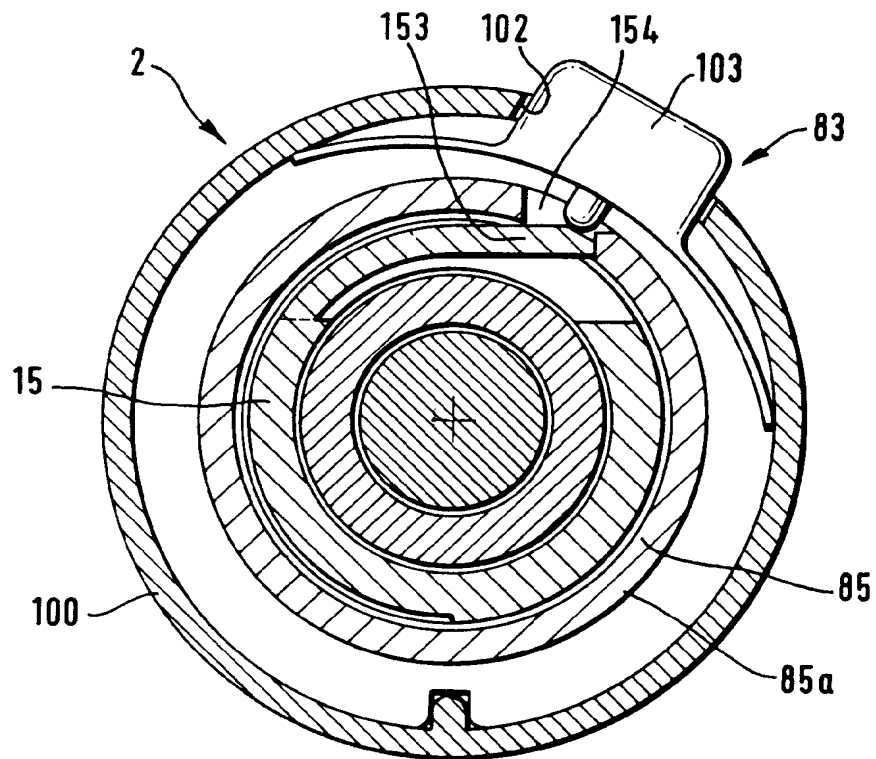


Fig. 2

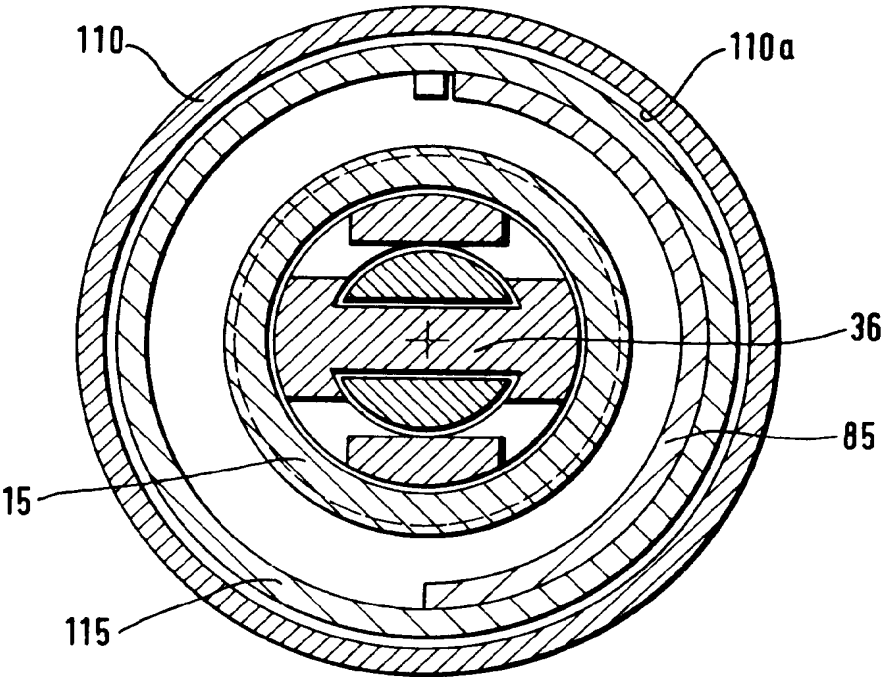


Fig. 3

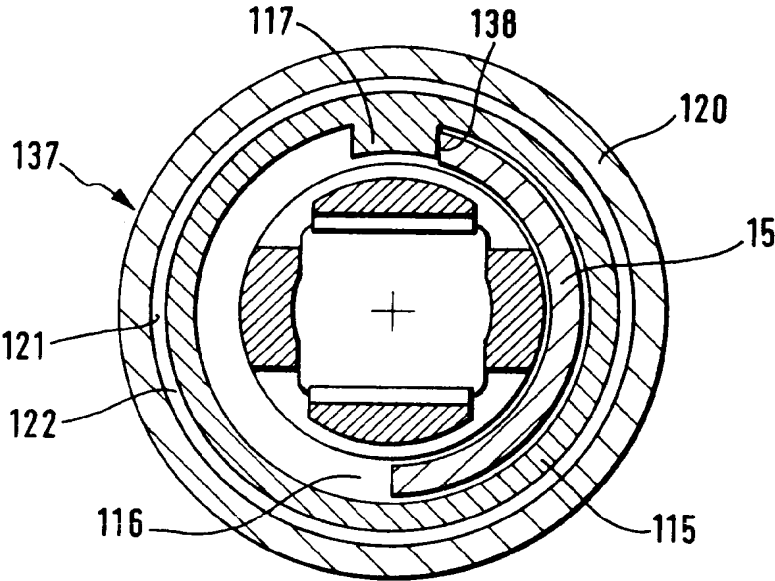


Fig. 4

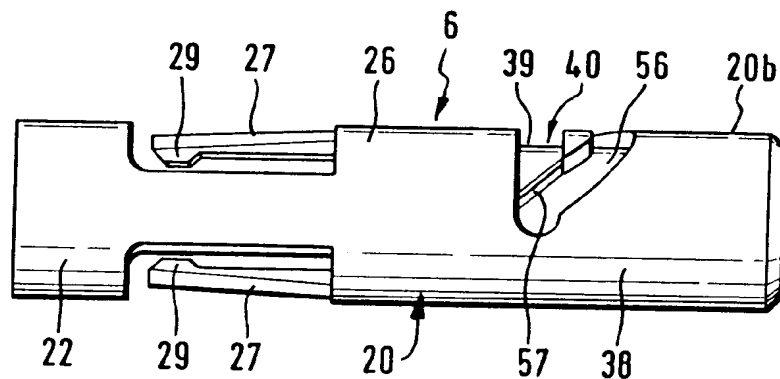


Fig. 5

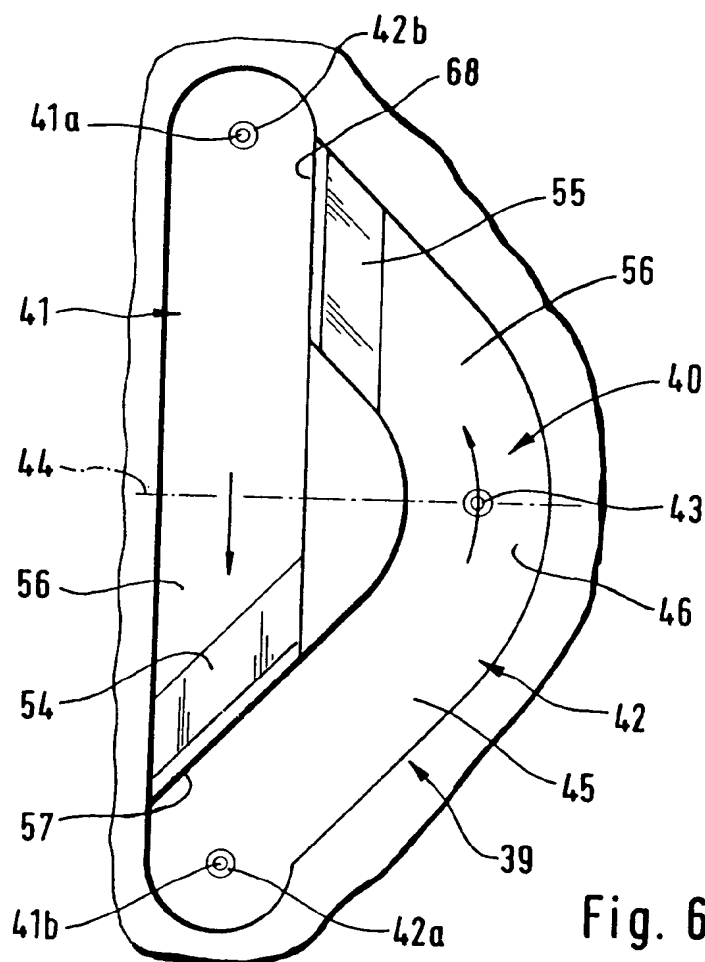


Fig. 6

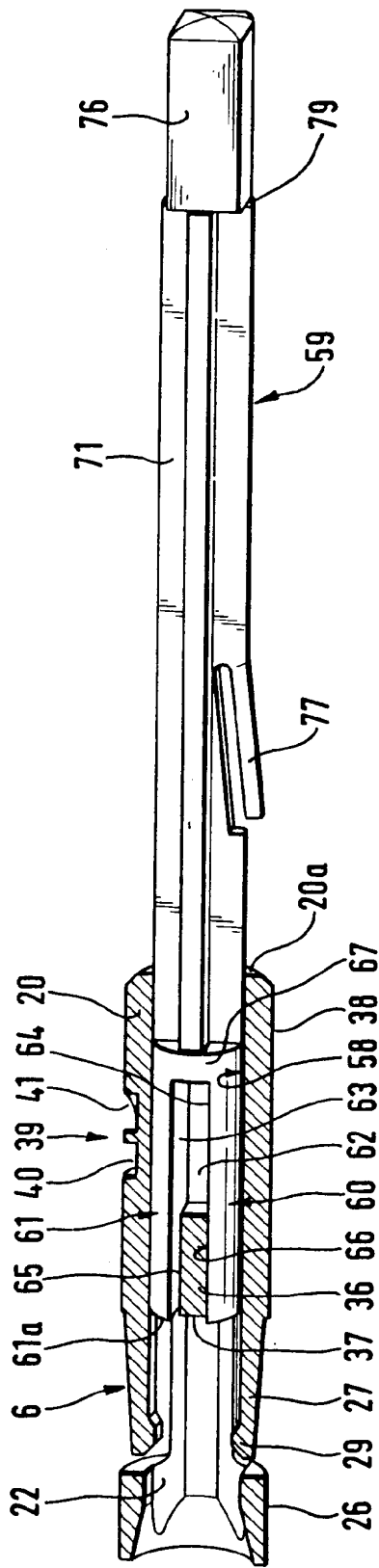
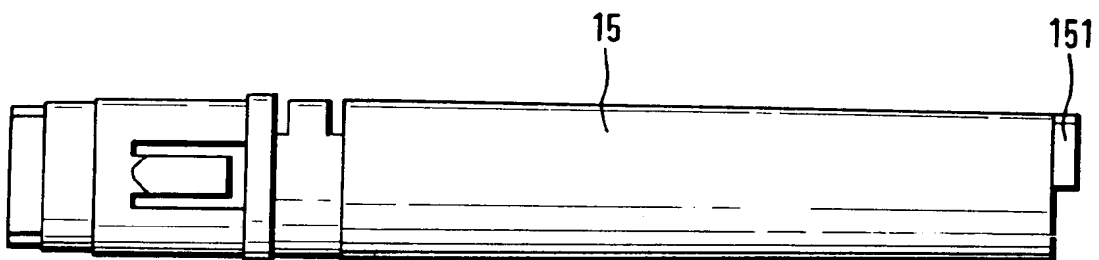
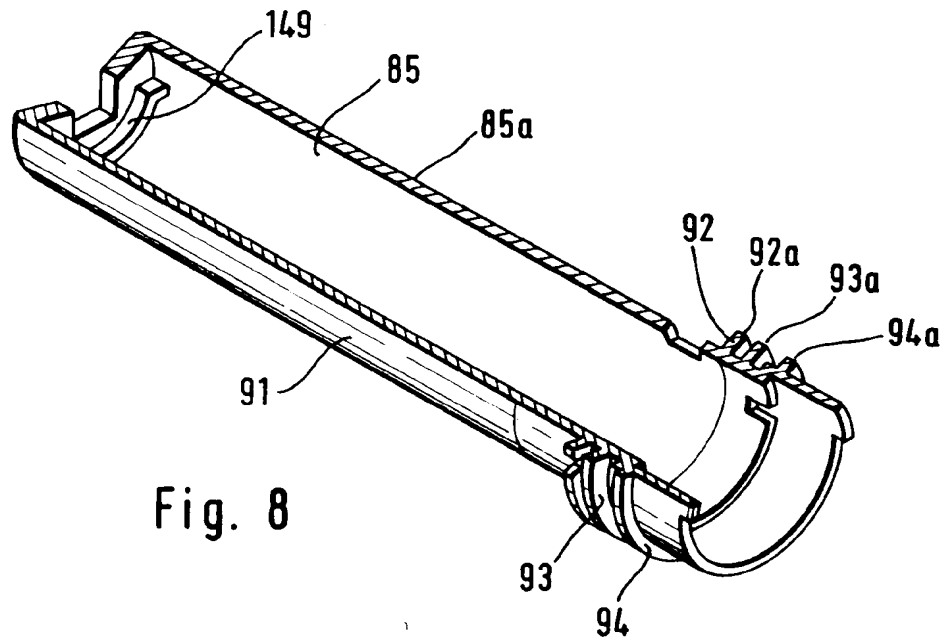


Fig. 7



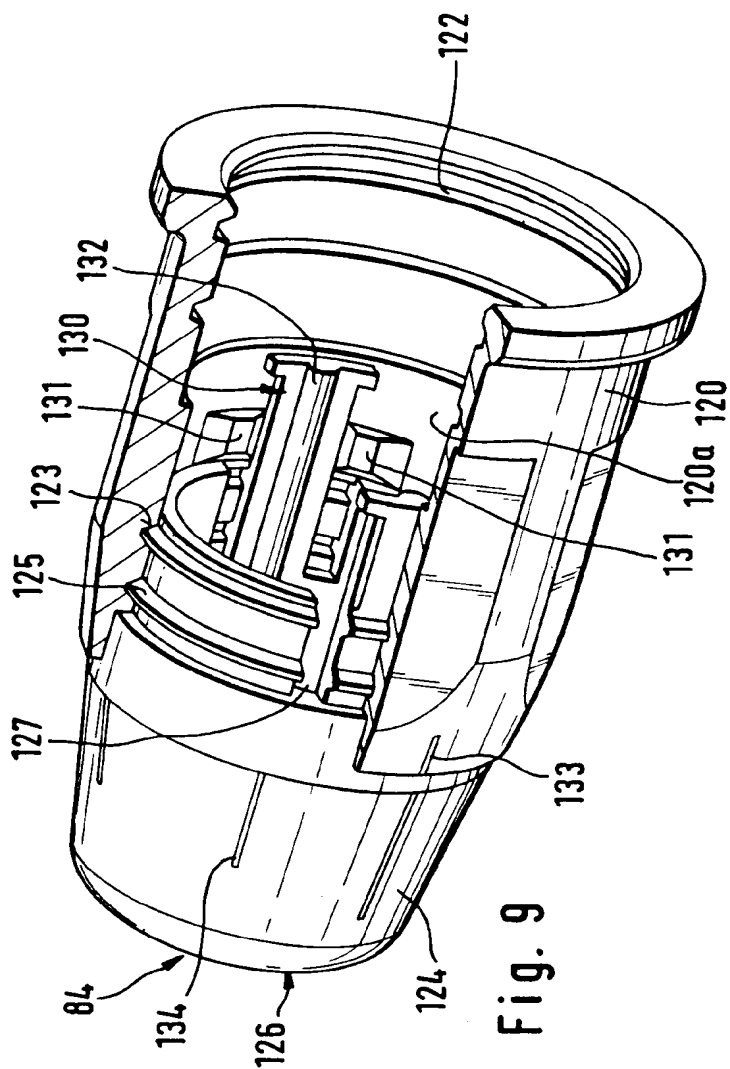


Fig. 9

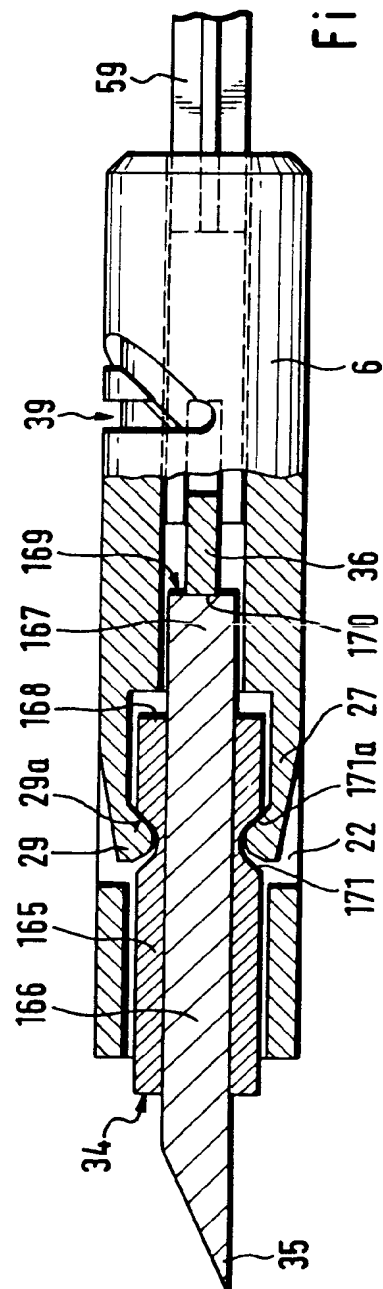


Fig. 11

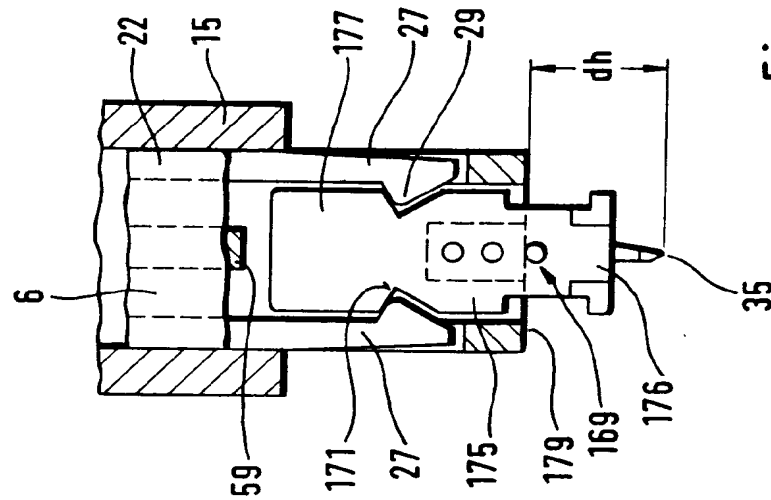


Fig. 13

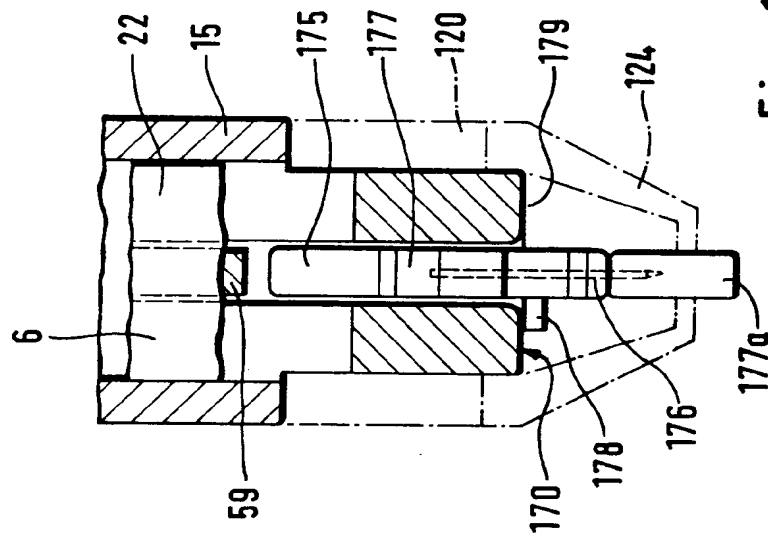


Fig. 12

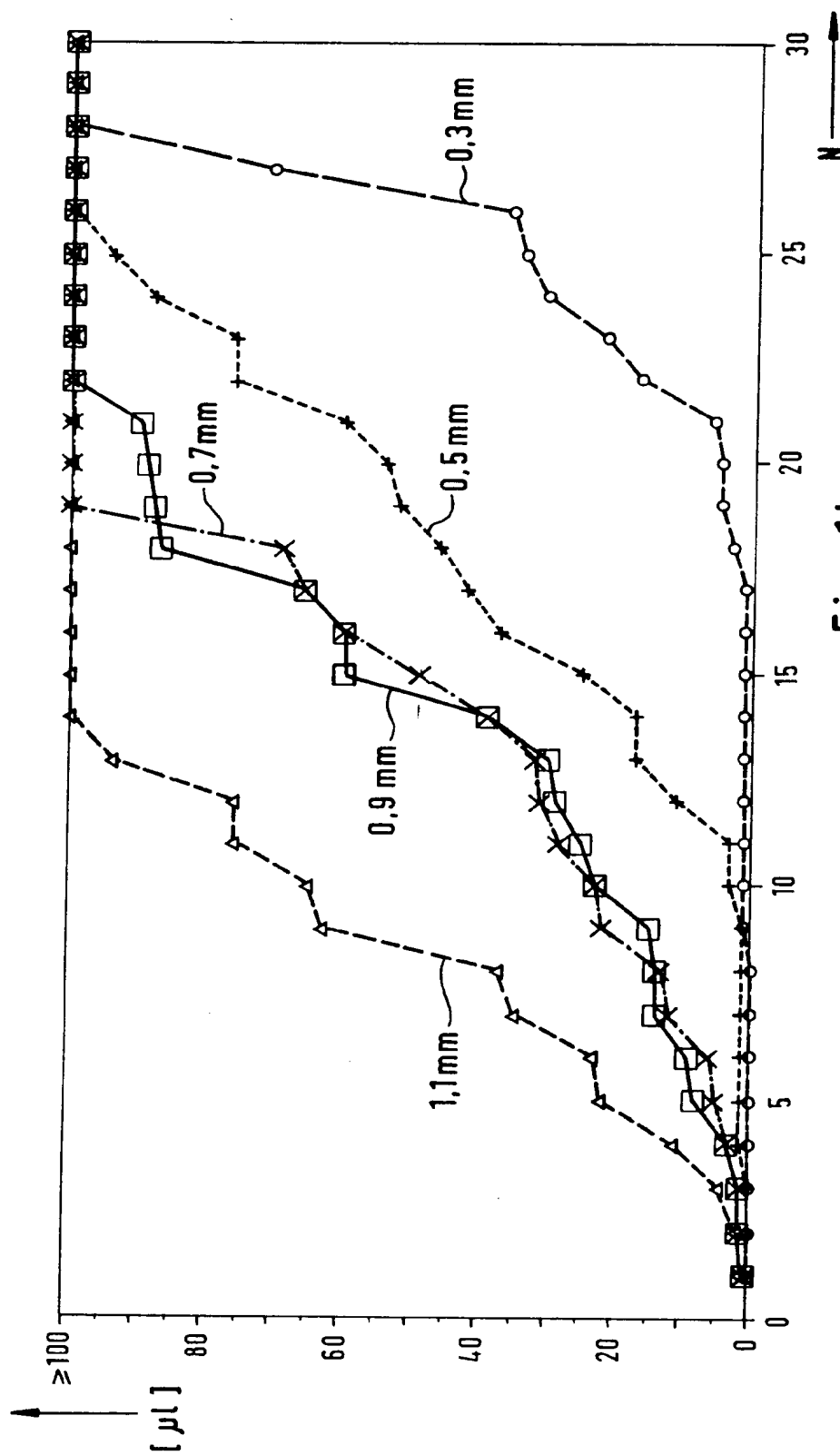


Fig. 14